



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIO DE POSGRADO

SECRETARÍA DE SALUD

INSTITUTO NACIONAL DE
REHABILITACIÓN

**RELACIÓN ENTRE LA LESIÓN CRÓNICA DEL LIGAMENTO CRUZADO
ANTERIOR Y VALORES DE FUERZA DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y
ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN EN CADERA IPSILATERAL.**

T E S I S.
**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE ESPECIALISTA EN
MEDICINA DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTIVA**

P R E S E N T A:

M.C. HÉCTOR ALBERTO MARTÍNEZ MELÉNDEZ

PROFESOR TITULAR:

DR. JOSÉ CLEMENTE IBARRA PONCE DE LEÓN

ASESORES DE TESIS:

M.E. J. GILBERTO FRANCO SÁNCHEZ
M.E. JAIME H. GUADARRAMA BECERRIL
MTRO. ING. GERARDO RODRIGUEZ REYES

MÉXICO, D.F. 2006



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatoria:

A mis Padres por darme vida.

A mi Madre por los sacrificios y cariño incondicional que siempre me ha dado.

A mi Padre por las eternas enseñanzas, la exigencia y estricta supervisión.

A mis Hermanos, motivo de crecimiento y enseñanza.

A mi Abuela Santa por sus cuidados y su eterno cariño.

A mis Abuelos Paternos por sus apoyos.

A Mariana por estar conmigo y en los momentos difíciles.

A mi hijo Pablo por ser una nueva y gran motivación.

En especial a aquello en lo que creo y me refugio, haciendo posible que las noches sean cortas, pero soñando en cada una de ellas.

Agradecimientos:

A la Secretaría de Salud Pública por apoyo el institucional y económico.

Al Instituto Nacional de Rehabilitación por permitir esta especialidad.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por avalar mi especialidad.

A la División de Medicina del Deporte por permitir y facilitar la realización de este trabajo.

Al Dr. Gilberto Franco por las atenciones para conmigo, su liderazgo en la división, sus consejos y asesoría del trabajo.

Al Dr. Jaime Guadarrama por sus valiosos consejos, asesoría de este trabajo, confianza y amistad.

Al Ing. Gerardo Rodríguez, por su valiosa asesoría, su tiempo y sobre todo su confianza.

Al Dr. José C. Ibarra por seguir apoyando la especialidad

A las personas del Servicio de Medicina de Deporte que me alentaron durante tres años de residencia.

Al personal de la Dirección de Medicina del Deporte de la UNAM por su apoyo académico.

Al Dr. Carlos Arroyo, médico excepcional que me motivó a ser cada vez mejor.

Dr. José Clemente Ibarra Ponce de León
Profesor Titular de la Especialidad de Medicina de la Actividad Física y
Deportiva

Dr. Gilberto Franco Sánchez
Profesor Adjunto de la Especialidad de Medicina de la Actividad Física y
Deportiva

Dr. Jaime H. Guadarrama Becerril
Jefe de Servicio de Evaluación y Nutrición de Deportistas.

Mtro. Ing. Gerardo Rodríguez Reyes
Investigador del Laboratorio de Análisis de Movimiento Humano.

INDICE

	Página
Resumen	1
Antecedentes	2
Planteamiento del problema y Justificación	16
Objetivos	17
Hipótesis	18
Metodología	19
Análisis Estadístico	21
Resultados	23
Discusión	28
Conclusiones	31
Referencias	32

Resumen

Objetivo.-Hasta el momento no hay estudios de isocinecia con fines de descripción de patología de cadera o de impacto de otras patologías sobre dicha articulación, por lo que este trabajo pretende describir la relación de la lesión crónica del ligamento cruzado anterior (LCA), y las fuerzas de flexo-extensión y abducción-aducción de cadera ipsilateral, mediante la cuantificación de la fuerza de dichos grupos musculares, medidos en un sistema isocinético. **Metodología.**- El estudio fue de tipo clínico, observacional, descriptivo y transversal. Se realizaron evaluaciones isocinéticas a 51 pacientes con lesión de LCA unilateral, sin evidencia de afección a rodilla contralateral y caderas. El examen fue en modo concéntrico con velocidades de 30°/s, 60°/s y 90°/s, a los grupos musculares; flexores, extensores, abductores y aductores. El análisis estadístico utilizado fue; una prueba t de student (pareada y sin parear) para determinar diferencias significativas entre los parámetros isocinéticos de ambas caderas, seguido de una prueba de Pearson para establecer el nivel de correlación entre los valores. Además se realizó análisis de varianza (ANOVA) para identificar diferencias entre la dominancia y lado lesionado, y entre los grupos estratificados de acuerdo a su nivel de actividad física (deportista, recreativo ó sedentario) y su tiempo de lesión. Finalmente se calculó la relación porcentual entre los valores de cadera ipsilateral a la lesión con LCA con respecto a la cadera del lado sano y el pico de torque extensor de rodilla. Éste considera el valor de pico de torque, trabajo total y potencia de la cadera contralateral a la lesión como el 100%. **Resultados.**- Al comparar los valores de pico de torque, trabajo total y potencia, entre los grupos musculares de la cadera ipsilateral con lesión de LCA y la cadera de la extremidad sana, se encontró diferencia significativa ($p \leq 0.05$) en todos los casos, excepto para el trabajo total de la musculatura abductora ($p=0.494$). La prueba de correlación entre dichos valores fue alta para el pico de torque flexor $r=0.880$ ($p<.05$), mientras que la potencia flexora y el pico de torque, potencia y trabajo total extensor presentaron correlaciones menores de $r=0.490$ ($p<0.05$), $r=0.379$ ($p=0.006$), $r=0.459$ ($p=0.001$), respectivamente. Encontrando una relación porcentual de la lesión de LCA con la disminución de los parámetros medidos para la musculatura flexora y aductora de cadera ipsilateral del 12% y 14%, respectivamente, en comparación con la musculatura contralateral. No se encontraron diferencias significativas entre los valores de una extremidad lesionada en su lado dominante y aquellos de la extremidad no dominante lesionada. Se encontró que los sujetos caracterizados como deportistas presentaron valores significativamente elevados para el grupo abductor, con respecto a los sujetos recreativos o sedentarios. Finalmente no se encontraron diferencias entre los grupos divididos por su tiempo de lesión. **Conclusiones.**- La lesión de LCA se relaciona con la disminución de las fuerzas de flexión y aducción la cadera ipsilateral de 12% y 14%, respectivamente, en comparación con la cadera contralateral. Las valoraciones isocinéticas de cadera para la búsqueda de desbalances musculares en patología articular, ligamentaria o musculotendinosa de la misma o de otras articulaciones en la misma cadena cinética, debe ser una herramienta fundamental para la realización de mejores programas de rehabilitación.

1. Antecedentes

1.1 Lesión de Ligamento Cruzado Anterior

La lesión del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) es la más común de las lesiones a ligamentos de rodilla y ocupa el 50% de todas las lesiones de esta. El 70% de estas lesiones ocurren durante la práctica deportiva. En EE.UU. ocurren alrededor de 200,000 casos de lesión de LCA por año.¹

El LCA es una de las estructuras que permiten mantener la estabilidad de la rodilla y tiene como función primordial, evitar la traslación anterior de la tibia sobre el fémur.

Este ligamento es una estructura que no puede considerarse intraarticular puesto que se encuentra fuera de la sinovia. Su inserción distal es en la superficie preespinal (parte anteromedial de la espina tibial) y la proximal en la parte más posterior de la cara medial del cóndilo lateral.²

Por lo tanto la lesión de éste ligamento, específicamente la ruptura total, compromete la estabilidad de la rodilla durante las actividades de la vida cotidiana y principalmente durante la práctica deportiva que implica mecanismos de desaceleración y cambios de dirección.

El mecanismo más común de la lesión es la rotación del fémur con la tibia fija en combinación con un exceso de valgo (pivote). Otros mecanismos comunes son la hiperextensión con rotación interna de la tibia y la hiperextensión aislada.

El diagnóstico de esta lesión se realiza por métodos clínicos y paraclínicos, siendo el estándar de oro para dicho diagnóstico la imagen por resonancia magnética (IRM). La sensibilidad y especificidad diagnóstica de este método radiológico es de 95%.³

En la evaluación clínica el 40% de los pacientes refieren haber sentido un chasquido o “pop” en el momento de la lesión, así como una sensación de luxación. La mayoría de los sujetos es incapaz de continuar la actividad deportiva en el momento de la lesión y el 70% desarrollará una hemartrosis severa en las siguientes horas. En la exploración física de este tipo de lesión es frecuente encontrar la pérdida de los contornos normales de la articulación y un aumento importante del volumen. La realización de la maniobra exploratoria de Lachman tiene una sensibilidad del 87 al 98% y es la prueba clínica de elección para el diagnóstico. Con menor sensibilidad diagnóstica está la maniobra de cajón anterior y pivote, esta última de difícil realización.^{4,5}

La lesión de LCA puede ser aguda o crónica, más de 3 meses se habla de lesión crónica, sin embargo existen diversas opiniones acerca del tiempo de cohorte.⁶

La reconstrucción del LCA por medio de la cirugía artroscópica pretende reestablecer la estabilidad antero-posterior de la tibia. Existen básicamente tres tipos de injerto para la reconstrucción de este ligamento; tercio medio del tendón patelar (hueso-tendón-hueso), semitendinoso-gracilis (isquiotibiales) y aloinjerto.⁷

Sin embargo, los programas de rehabilitación, pre y post quirúrgicos, son los responsables de regresar al paciente a su actividad física previa a la lesión. Dichos programas deberán asegurar la óptima recuperación de las capacidades físicas del individuo, en especial la fuerza, para evitar lesiones a estructuras vecinas o una relesión.⁸

Es conocido que diversas patologías, como las lesiones articulares, provocan inactividad y subsecuentemente deterioro de las capacidades físicas, debido a la persistencia de dolor, limitación de los arcos de movilidad e inestabilidad. En el caso de la lesión de LCA (ruptura total) se ha observado una atrofia marcada de la extremidad lesionada y un deterioro de la capacidad funcional, pérdida de fuerza por arriba del 10% en comparación con la contralateral.⁹

El impacto de la lesión de LCA sobre la musculatura extensora y flexora de rodilla ha sido motivo de varios estudios, los cuales han mostrado una disminución de la fuerza muscular, con predominio del cuádriceps.¹⁰

1.2 Dinamometría Electrónica en Sistemas Isocinéticos

Existen pocos métodos de medición de la fuerza de forma objetiva, siendo los parámetros de la dinamometría electrónica en los sistemas isocinéticos unos de los más sensibles para dicho objetivo.

El concepto de isocinecia nace a principios de la década de los sesentas por James Perrine como un método para medir capacidad muscular a velocidades de operación normales a lo largo de todo el rango de movimiento de la articulación, a diferencia de las formas isotónica e isométrica. La isocinecia consiste en una contracción muscular que desarrolla una tensión máxima en toda la extensión del movimiento articular, a una velocidad predeterminada y con una resistencia que se acomoda a la fuerza que el paciente es capaz de producir.

Para poder ejecutar ese concepto se desarrollaron dos tipos de sistemas isocinéticos, el primero hidráulico y un segundo electromecánico, el cual es utilizado actualmente y es conocido como CYBEX (Contraction of Cybernetic Exercise). Este sistema está constituido básicamente por un regulador de velocidad, que obligan a que la velocidad del movimiento sea constante, independiente de la tensión producida en la contracción muscular, así cuando se intenta que el movimiento sea más rápido, la tensión generada por los músculos será máxima en todo el arco de movimiento, pero la velocidad del movimiento será constante.

La cantidad de fuerza producida en los distintos puntos del arco de movimiento varía, dependiendo de las modificaciones de la relación longitud-tensión en el grupo muscular y de la biomecánica articular. En consecuencia la resistencia ofrecida por el sistema isocinético será de igual proporción al torque producido.

La presencia de una carga constante a máxima capacidad y en todo el rango de movimiento, no sobrecarga la articulación dando alto grado de seguridad y permite realizar una contracción recíproca de grupos agonistas y antagonistas.

El fundamentos básico de estos conceptos los encontramos en la mecánica y la fisiología de la contracción muscular.^{11, 12}

1.2.1 Tipos de Contracción Muscular

La realización de un ejercicio isocinético puede ser considerada como variante de las contracciones musculares básicas (isotónica, isométrica), específicamente de la isotónica, pero con características especiales. A continuación se describen cada una de dichas contracciones para aclarar el concepto de isocinecia.

Contracción Isotónica. En este tipo de contracción el músculo se acorta a medida que se desarrolla la tensión, se denomina también contracción dinámica.

Es posible describir dentro de este tipo de contracción al movimiento como concéntrico o excéntrico. El primero implica que el ángulo de la articulación disminuya como consecuencia del desarrollo de tensión. La inversa del proceso de movimiento concéntrico resulta en un movimiento excéntrico; es decir, el ángulo de la articulación aumenta a medida que ocurre una liberación controlada de la tensión.

Las raíces de la expresión isotónica (iso = igual, tónica = tono) implica una tensión constante durante el proceso de contracción, sin embargo no ocurre de esta forma. La tensión que se desarrolla no es máxima durante todo el arco de movimiento de la articulación. Cuando se levanta una carga constante, la tensión desarrollada durante la flexión varía de acuerdo al ángulo de la articulación. Siendo la contracción máxima del músculo en el punto más débil del recorrido.

Esto constituye una clara desventaja en lo referente a los programas de entrenamiento de fuerza que solo emplean este sistema.

Contracción Isométrica. En una contracción isométrica, el músculo desarrolla una tensión sin un cambio de longitud aparente. Otra denominación es, contracción estática. Se deriva de iso= igual y métrica=longitud.¹³

1.3 Conceptos de Biomecánica en los Sistemas de Isocinecia

Los términos utilizados en la isocinecia derivan de la mecánica, específicamente de la dinámica, la cual se encarga del tratado de los cuerpos en movimiento. Finalmente de su rama cinética, la cual describe a los cuerpos en movimiento y las fuerzas que actúan para producirlo.

Dichos términos deben ser definidos para la mejor comprensión de los parámetros evaluados por los sistemas isocinéticos, en los que se destacan: fuerza, leyes de Newton, torque o momento, trabajo y potencia.

1.3.1 Fuerza

El término de Fuerza es un concepto básico de la mecánica y se define como un impulso o tracción. En términos de la cinética; es la causa capaz de deformar un cuerpo o modificar su estado de reposo o de movimiento.

Dentro de la mecánica, las fuerzas pueden ser de dos tipos básicos:

- a) externas (cargas).- ajenas a la estructura o
- b) internas (tensiones).-aquellas que reaccionan a las primeras.

La fuerza está caracterizada por cuatro factores: magnitud, línea de acción, dirección y punto de aplicación, y el campo donde tiene acción se llama espacio.

La dinamometría electrónica en el sistema isocinético evalúa las fuerzas internas (tensiones) generadas por el grupo muscular evaluado ante una fuerza externa (carga) localizada en el brazo de palanca del dinamómetro, ésta última permanece constante y es directamente proporcional a la primera (fuerza equilibrante). El resultado es la medición de la fuerza resultante; sumatoria de fuerzas concurrentes.

El fenómeno de acomodación, utilizado por este sistema, permite mantener una carga sobre la extremidad, de modo que exista una velocidad constante durante el recorrido del arco de movimiento. Este se logra a partir de la utilización de una fuerza directamente proporcional a la ejercida por la extremidad evaluada; contrarrestando así la primera y segunda ley de Newton.

Primera Ley de Newton.- Si un cuerpo se está moviendo, continuará moviéndose a una velocidad uniforme hasta que alguna fuerza lo detenga o cambie su velocidad o dirección.

Segunda Ley de Newton.- La aceleración de una partícula es directamente proporcional a la fuerza desequilibrada que actúa sobre ella e inversamente proporcional a la masa de la partícula.

Tercera Ley de Newton.- A toda acción corresponde una reacción de la misma magnitud, pero en sentido contrario.

Sin embargo la fuerza medida en estos sistemas no describe un desplazamiento lineal, sino angular, debido a las características del movimiento articular, el cual es de tipo circular. Traduciendo la acción de los músculos en un sistema de palancas.

1.3.2 Torque

Una fuerza que actúa sobre un cuerpo rígido a cierta distancia de un punto fijo tiende a producir una rotación del cuerpo llamado momento o bajo condiciones específicas torque. Este es igual al producto de la magnitud de la fuerza por la distancia perpendicular desde la línea de acción de la fuerza hasta el punto.

$$M = F \cdot d$$

Por lo tanto las unidades de medición son de distancia y fuerza.

El Newton (N) es la unidad derivada del sistema internacional y se define como la fuerza necesaria para acelerar un objeto de 1 kg de masa a 1 m/s². Se compone de las unidades básicas **Kg x m x s⁻²**.

La distancia desde el punto de aplicación de la fuerza hasta el punto de rotación se denomina brazo de momento o brazo de palanca.

La efectividad de una fuerza que actúa a cierta distancia del punto de apoyo depende, no solo de la magnitud de la fuerza, sino también de su localización. Un aumento en su magnitud o en su distancia al punto de apoyo aumenta su efectividad.

El valor de fuerza otorgado en los resultados del examen isocinético expresa la fuerza resultante del grupo muscular evaluado multiplicada por la distancia del brazo de la palanca del dinamómetro, que coincide con la distancia del segmento corporal final, el cual se encuentra anclado. Las unidades de medición son el newton·metro (N·m).

De esta manera el ejercicio simula la acción de una palanca de tercer grado, donde la potencia se encuentra situada entre el punto de apoyo (fulcro) y la resistencia. La figura 1 muestra a F (bíceps) como la potencia, que se encuentra entre el fulcro (eje mecánico del codo) y la resistencia (mano).

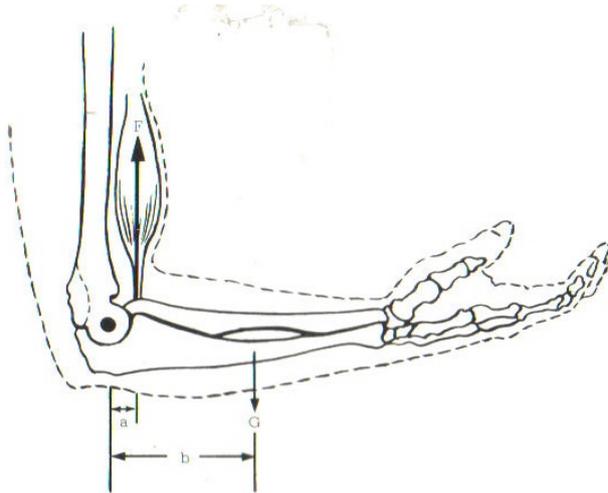


Figura 1.

1.3.3. Trabajo

El concepto de trabajo está íntimamente ligado al de fuerza y al de energía, dependiendo de la rama física; mecánica o termodinámica. Su estudio se inició con el análisis del movimiento de los cuerpos. En el campo de la isocinecia resulta ser uno de los parámetros de evaluación en relación al torque medido.

El trabajo es la energía utilizada para deformar un cuerpo o alterar la energía de cualquier sistema físico. En mecánica es una fuerza aplicada sobre una partícula durante un cierto desplazamiento y se define como el producto escalar del vector fuerza por el vector desplazamiento.

$$W = \vec{F} \cdot \vec{d}$$

El trabajo es una magnitud física escalar y se representa con la letra W . Se mide en Julios o Joules (J), el cual es equivalente a un newton multiplicado por un metro.

1.3.4 Potencia

Es la cantidad de trabajo efectuado por unidad de tiempo. Esto es equivalente a la velocidad de cambio de energía en un sistema o al tiempo empleado en realizar un trabajo.

Queda definido como:

$$P = dE/dt$$

Donde P es potencia, dE es el diferencial de energía y dt es el diferencial tiempo. Su unidad es el Vatio o Watt (W), equivalente a un Joule por un segundo.

1.3.5 Velocidades Angulares

La velocidad referida en estos sistemas no es lineal (distancia/tiempo) sino angular (arco, grado, rad/tiempo), debido a las características del movimiento articular, el cual es de tipo circular y traduce la acción de los músculos sobre un brazo de palanca (huesos).

La velocidad se define como:

$$V = d/t$$

Donde V es velocidad, d es distancia y t es tiempo.

Las unidades que se utilizan en el caso del sistema angular son el grado/segundo ($^{\circ}/s$).

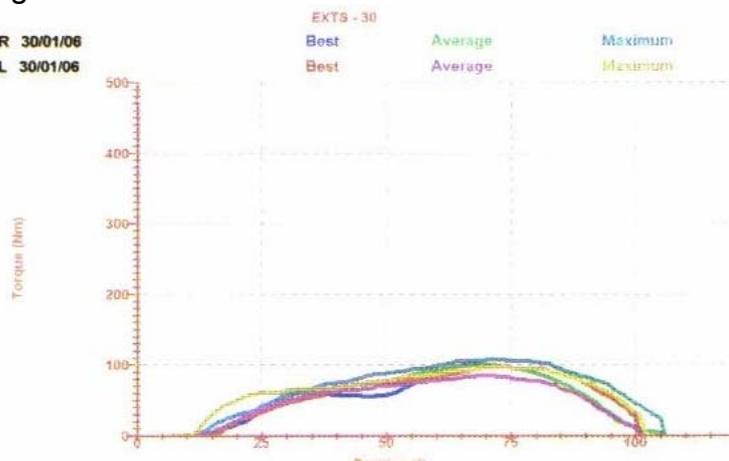
Basadas en las necesidades u objetivos de utilización de sistemas isocinéticos, las velocidades angulares para evaluación pueden ser altas, específicas para rehabilitar o entrenar funcionalidad, y bajas para la evaluación de fuerza, trabajo o asimetrías.

1.4 Parámetros de Medición en la Dinamometría Electrónica de los Sistemas Isocinéticos

En base a los conceptos antes mencionados la dinamometría electrónica en los sistemas isocinéticos demostró ser de utilidad en la evaluación de las contracciones musculares con algunos de los siguientes parámetros.¹⁴

Describimos inicialmente la gráfica de curva de torque, de la cual se pueden derivar el resto de los factores. Esta se obtiene de comparar el torque muscular producido por cada grado de recorrido articular. El torque medido en N·m se ubica en el eje de las ordenadas y el recorrido en el eje de abscisas, medido en grados ($^{\circ}$). Figura 2.

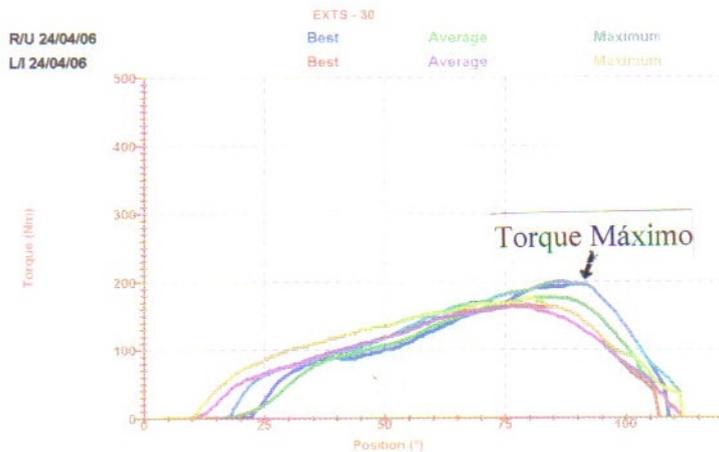
Figura 2.



Torque Máximo o Pico de Torque.- Punto más elevado del gráfico independientemente de su situación en el rango de movilidad. Figura 3.

Este parámetro es utilizado actualmente como índice entre el trabajo excéntrico de flexores y el excéntrico de extensores.

Figura 3.



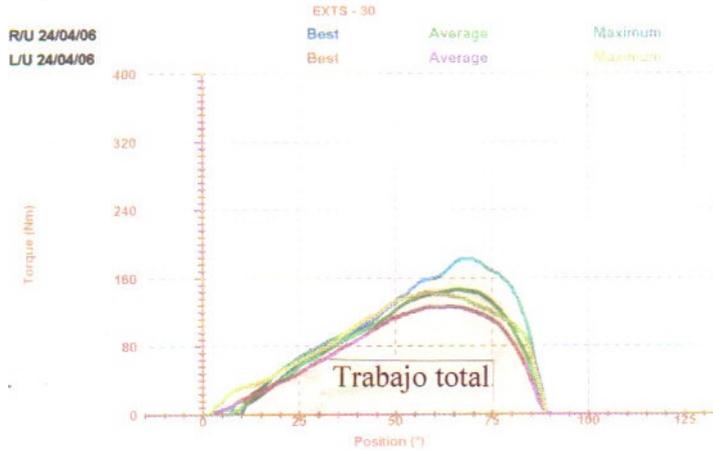
Tiempo de Desarrollo de Tensión (TRTD).- Conforme se realiza una prueba se puede obtener una rápida evaluación visual de la pendiente ascendente o el TRTD de la curva de torque, representado con base a la inclinación de la pendiente ascendente la velocidad con que alcanza el torque máximo. Casi todas las curvas de torque de las articulaciones presentan una desviación ascendente orientada perpendicularmente desde la línea basal. Se puede analizar subjetivamente el ascenso de la curva del torque situada en el primer tercio de la curva. Si la curva es más baja, especialmente en el tercio medio traducirá una dificultad del paciente para generar un torque adecuado al principio de la contracción muscular.

Descenso de la Fuerza (FDR).- Es la pendiente descendente de la gráfica de curva de torque, correspondiente al tercio final, justo después de haber alcanzado el torque máximo.

La pendiente descendente debe ser recta o convexa, si esta fuera cóncava traduciría una dificultad del paciente para producir fuerza al final de la extensión.

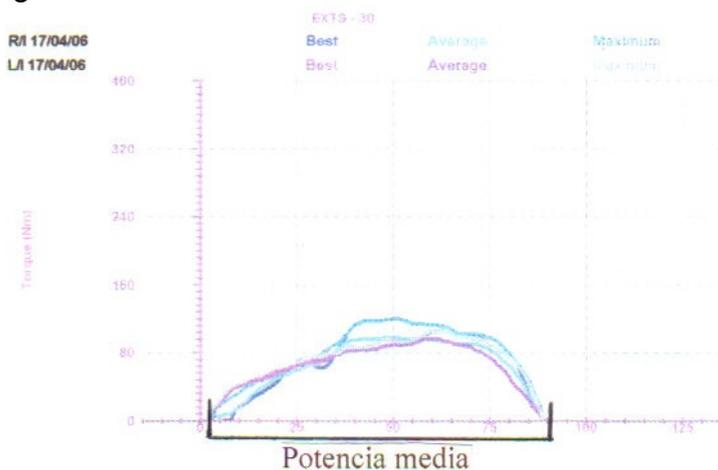
Trabajo total.- Es el volumen total de trabajo situado bajo la curva del torque producido con cada repetición, con independencia de la velocidad, el arco de movilidad o el tiempo. La unidad de medición utilizada son los Joules (J). Figura 4.

Figura 4.



Potencia media.- Es el trabajo total entre el tiempo necesario para realizar dicho trabajo. La unidad de la potencia media es el Watt (W). Es el trabajo situado bajo la curva de par dividido por el tiempo necesario para realizarlo. Figura 5.

Figura 5.



Forma de la Curva de Torque.- Se puede evaluar subjetivamente la curva del torque producido analizando su forma, el tiempo de desarrollo de tensión, la disminución de la fuerza y cualquier otra irregularidad o deformación de la curva.

1.5 Utilidad de los Parámetros de Medición de Sistemas Isocinéticos.

Los sistemas isocinéticos empezaron a ser utilizados a partir de 1967 para la valoración de la fuerza muscular en su forma concéntrica y posteriormente se aplicó un sistema computarizado junto con la valoración de la contracción excéntrica.^{12, 14-16}

Las condiciones de investigación en las que fueron creados estos sistemas obligaron a este método de evaluación a reunir ciertos requisitos y criterios para su diseño y aplicación, estos son; precisión, validez, reproducibilidad, repetibilidad. Aunado a éstas, en la actualidad se consideran la aplicabilidad clínica, facilidad de uso para clínicos y la seguridad del paciente.¹⁷

En un inicio la utilización de estos sistemas se limitó a la evaluación de población sana y deportiva, generando bases de datos normativos y para el diseño de programas de entrenamiento de fuerza, posteriormente fue integrado como un sistema de rehabilitación de la fuerza a velocidades angulares funcionales, basados en parámetros como: comparación bilateral de fuerza, torque, torque medio, pico de torque, potencia, trabajo, relación agonistas/antagonistas, medición de capacidad de trabajo, comparación entre esfuerzo total de extremidades superiores e inferiores, etc. Las velocidades predeterminadas para la realización de isocinéticos se basan en las necesidades u objetivos, así las velocidades altas son específicas para rehabilitar o entrenar funcionalidad y las bajas para la evaluación de fuerza, trabajo o asimetrías.¹⁸

Hace algunos años se demostró que los parámetros medidos por los sistemas isocinéticos (pico de torque, torque medio, torque máximo, tiempo de torque, trabajo total, potencia y patrón de curva) se veían afectados por ciertas patologías de extremidades inferiores,¹⁹ tomando en cuenta que normalmente existe una simetría de fuerzas con una diferencia no mayor al 10% de los valores medidos al comparar ambas extremidades²⁰, de esta forma se demostraron alteraciones de las fuerzas y patrones de curva determinados para cada una, por ejemplo; lesión de LCA,²¹⁻²³ lesión de LCM (ligamento colateral medial),²⁴ osteoartritis²⁵ o dolor patelo-femoral.²⁶ Dichos parámetros demostraron ser menores en la musculatura del muslo después de la lesión de LCA al ser comparados con la extremidad contralateral^{10, 23, 27, 28} e incluso la vinculación de la alteración de estos valores con la posibilidad de lesión de LCA.²⁹

Actualmente los resultados de las valoraciones isocinéticas en dicha musculatura son de gran utilidad como parámetros cuantificables de la fuerza para el diseño de los programas prequirúrgico³⁰ y posquirúrgico, así como para determinar los efectos de la técnica quirúrgica sobre las fuerzas de la articulación.³¹ De esta manera los programas de rehabilitación mantienen el objetivo de reincorporar al sujeto a sus actividades cotidianas, de forma acelerada y segura.³²

1.6 Interacciones musculares y Fisiología Articular de la Cadera

Como se sabe la musculatura del muslo participa activamente en la fisiología articular de la cadera, al compartir los músculos biarticulares y ser parte de la cadena cinética.

Los grupos musculares de la cadera son: los Flexores compuestos por el psoas iliaco, sartorio, recto femoral y el tensor de la fascia lata como primarios y el pectíneo, el abductor mediano y recto interno (gracilis) como músculos secundarios, los Extensores que se dividen en dos grandes grupos; el glúteo mayor y los isquiotibiales, los Abductores constituido por el glúteo mediano, glúteo menor, tensor de la fascia lata, glúteo mayor y piramidal, y finalmente los Aductores integrados por el aductor mayor, mediano y menor, recto interno (gracilis), isquiotibiales y glúteo mayor.

A continuación se describen los componentes de cada grupo muscular y sus inserciones.

1.6.1 Flexores

Primarios

Psoas iliaco.- Se inserta en el cuerpo de la 12^a vértebra dorsal, bordes laterales de cuerpos vertebrales de lumbares y base de apófisis transversa de las mismas para finalizar y converger en el trocánter menor. El iliaco se inserta proximalmente en el labio interno de cresta iliaca y fosa iliaca interna para terminar en el trocánter menor.

Sartorio.- Inserción proximal en la espina iliaca antero superior y distal en parte superior de la cara medial de la tibia con la pata de ganso.

Recto Femoral.- Se inserta en la espina iliaca antero inferior y ceja cotiloidea que convergen en el tendón cuadrípital.

Tensor de la Fascia Lata.- Su inserción proximal es en la espina iliaca anteroinferior, labio externo de cresta iliaca y aponeurosis glútea, y finaliza en la tuberosidad lateral de la tibia.

Secundarios

Pectíneo, Se inserta en la cresta pectínea y ligamento de Cooper y finaliza en el espacio entre línea áspera y trocánter menor.

Recto Interno (gracilis).- Inserción proximal en la cara anterior del pubis y rama isquiopúbica e inserción distal en la parte superior de la cara medial de la tibia.

1.6.2 Extensores

Glúteo mayor.-Surge en varias partes; quinta parte posterior del labio exterior de la cresta iliaca, la línea curva posterior de la fosa iliaca externa, la aponeurosis lumbar, la cresta y tubérculos externos del sacro, y ligamento sacrocíaticos mayor, para finalizar en la cresta del glúteo mayor que une al trocánter mayor con la línea áspera.

Bíceps Femoral.- Inicia en la apófisis estiloides del peroné, se recorre a la porción corta en el intersticio de la línea áspera y finaliza en la porción larga de la parte externa del isquion.

Semitendinoso.- Nace en el isquion junto con el bíceps y finaliza en la parte superior de la cara medial de la tibia.

Semimembranoso.- Se inserta en la porción posteroexterna del isquion y termina en la tuberosidad medial de la tibia por el tendón directo, el reflejo y el recurrente.

1.6.3 Abductores

Glúteo Menor.- Inicia en la fosa iliaca externa por delante de la línea curva anterior y termina en el borde anterior y superior del trocánter mayor.

Glúteo Mediano.-Se inserta en los tres cuartos anteriores del labio externo de la cresta iliaca, fosa iliaca externa entre las líneas curvas y finaliza en la cara externa del trocánter mayor.

Tensor de la Fascia Lata.- Nace en la espina iliaca anteroinferior, labio externo de cresta iliaca y aponeurosis glútea para terminar en la tuberosidad externa de la tibia.

Piramidal.- Inicia en el perímetro de los agujeros sacros anteriores y la porción superior de la escotadura ciática mayor, finalizando en el borde superior del trocánter mayor.

Glúteo Mayor, solo en sus fascículos superiores.

1.6.4 Aductores

Aductor Mediano, Menor y Mayor.- Nacen en la cara anterior del pubis y rama isquiopúbica para insertarse distalmente en el intersticio de la línea áspera llegando el mayor a su tubérculo propio, en el cóndilo interno.

Recto interno (gracilis), semimembranoso, semitendinoso y bíceps femoral.

Además del Glúteo Mayor el cual es predominante aductor por la disposición de sus fascículos,

1.7 Fisiología y Biomecánica Articular de la Cadera

La actividad muscular alrededor de la cadera depende de la carga sobre la cabeza femoral, la cual varía con las diferentes posiciones del cuerpo durante la ejecución de actividades de la vida cotidiana. La más estudiada en este sentido es la marcha humana, en sus variantes; libre o con una carga agregada a la mano.

No obstante, el papel de los músculos como estabilizadores de cadera es fundamental y va en relación con la disposición de sus fibras, así los músculos en sentido del cuello sujetan la cabeza a la fosa acetabular y son llamados pelvitrocantéreos y están compuestos por: piramidal, obturador externo, glúteos menor y mediano, estos son primordiales como estabilizadores transversales de la cadera. En tanto, los músculos en dirección longitudinal como los aductores tienden a luxar la cadera por encima del acetábulo

1.7.1 Biomecánica articular de cadera durante la marcha libre.

Durante la marcha la musculatura se activa de la siguiente forma; en la primera fase de apoyo (choque de talón) se activa la musculatura extensora con el objetivo de controlar la aceleración del paso y la magnitud de la flexión, así participan; el glúteo mayor, el bíceps crural, semitendinoso y semimembranoso. Durante la fase de apoyo de talón y plantar existe una ligera flexión de la cadera con gran participación de psoasiliaco, el recto femoral y el pectíneo.

Para el control del equilibrio en un solo pie, durante esta fase de apoyo monopodal, la musculatura abductora se hace presente. En el apoyo unilateral el equilibrio transversal se encuentra asegurado solo por la acción de los abductores del lado del apoyo y la pelvis tiende a inclinarse en torno a la cadera de apoyo. Mientras los aductores son indispensables en la extremidad contralateral.

Para que las caderas permanezcan horizontales, en el apoyo unilateral, es preciso que la fuerza del glúteo mediano sea suficiente para equilibrar el peso del cuerpo. En este caso del glúteo mediano y menor se ayudan del tensor de la fascia lata.

En el apoyo bilateral, la pelvis asegura su equilibrio transversal al equilibrar las fuerzas en forma simultánea de los abductores y los aductores.

La línea de la pelvis bi-iliaca permanece horizontal y sensiblemente paralela a la línea de los hombros.

Si en un lado predominan los abductores y en el otro los aductores, la pelvis tendrá un desplazamiento lateral hacia el lado que dominan estos últimos y se produce una caída lateral o inclinación de la pelvis.

1.7.2 Marcha con Carga Unilateral

En la posición de pié, con el peso corporal balanceado sobre ambos miembros, la carga sobrepuesta actúa en una dirección puramente vertical sobre la cabeza del fémur. Los músculos alrededor de la cadera permanecen relativamente inactivos y no ejercen fuerza contra la cadera en esta posición.

Cuando un pie se levanta el centro de masa del peso corporal descansa sobre la cadera apoyada y se encuentra medial a la cabeza del fémur. Esta masa incluye la cabeza, los brazos, el tronco y el miembro opuesto, que fuerzan a la pelvis a descender del lado no apoyado. Este descenso se controla normalmente por los músculos abductores del lado apoyado, los cuales se contraen para estabilizar la pelvis en el plano frontal. Estas fuerzas son opuestas a una fuerza de reacción ascendente de la cabeza femoral.

Si existe debilidad de los músculos abductores, inclina el tronco hacia la cadera afectada y la marcha se vuelve abductora.

Al inclinar el tronco hacia la cadera afectada hace que se desplace el centro de masa del peso sostenido más cerca del fulcro sobre la cabeza del fémur, lo cual reduce el momento del peso corporal alrededor de la cadera apoyada y, consecuentemente reduce la necesidad de los músculos abductores de la cadera para estabilizar la pelvis. En caso de músculos abductores débiles, el paciente puede desplazar el tronco en forma lateral tan lejos que la línea de gravedad se encuentra fuera de la articulación de la cadera, y se estabiliza la articulación en el plano frontal con la acción de los músculos: glúteo medio, menor, tensor de la fascia lata y fibras superiores de glúteo mayor.

Sin embargo, recordemos que los músculos de una articulación dotada de tres sentidos de libertad de movimientos no poseen acciones idénticas, sea cual fuere la posición de la articulación; las acciones secundarias pueden cambiar e incluso se invierten. El ejemplo más típico es la inversión del componente de flexión de los aductores. Así la mayoría de los aductores son flexores en la posición de la cadera neutra y estos se vuelven extensores a partir de alcanzar la inserción superior de cada músculo.^{33, 34}

1.8 Antecedentes de Evaluación Isocinética en Cadera

Ya descritas las condiciones anatómicas y fisiológicas de los grupos musculares de cadera podemos observar que existen importantes relaciones con la musculatura de rodilla. De esta forma los músculos con fibras biarticulares son: el cuádriceps, los isquiotibiales y el tensor de la fascia lata. Sin embargo y a pesar de la íntima relación músculo-articular entre la rodilla y la cadera ya descrita, las alteraciones de la marcha debido a la afección de la musculatura del muslo por lesiones de rodilla se han descrito sin estudios sobre el análisis isocinético de la cadera. Los pocos estudios realizados hasta el momento en la musculatura de cadera han determinado los valores normativos del pico de torque y relaciones porcentuales para diferentes poblaciones, en donde predominan los deportistas de alto rendimiento, Alexander estudió un grupo elite de corredores de velocidad en el cual propone una relación porcentual del pico de torque flexor-extensor de cadera del 59% y 74%, respectivamente, con referencia al grupo extensor de rodilla.³⁵ Solo algunos trabajos se han practicado en poblaciones normales. Donde se determinaron las relaciones porcentuales de pico de torque flexo-extensor de cadera del 68% y 75% con respecto al grupo extensor de rodilla, y su relación agonista-antagonista del 66%.^{36, 37}

2. Planteamiento del Problema

Los programas de rehabilitación de la lesión del ligamento cruzado anterior regularmente se basan en la musculatura de la rodilla afectada, sin tomar en cuenta o realizar evaluaciones más objetivas de las articulaciones restantes de la cadena cinética (cadera y tobillo), lo que dificulta la realización de un programa integral de fortalecimiento, basado en parámetros cuantificables, para el total de la extremidad.³²

Pregunta

¿Cuál es la relación de la lesión crónica de LCA (ruptura total) con las fuerzas de flexión-extensión, abducción-aducción en la cadera ipsilateral?

Hasta el momento no se ha descrito la afección de la lesión crónica del LCA sobre las fuerzas de flexo-extensión o abducción-aducción de la cadera ipsilateral medidas por dinamometría electrónica.

3. Justificación

La importancia de conocer la relación de la lesión de LCA sobre las fuerzas de otra articulación (cadera o tobillo) permite reorientar el enfoque tradicional del programa de rehabilitación y contribuye a la estructuración eficiente del programa de fortalecimiento integral, basada en parámetros cuantificables.

Con este se evitará prolongar de forma innecesaria los protocolos de rehabilitación y las complicaciones temporales o tardías de los desbalances musculares por afección a la extremidad.³⁸

4. Objetivos

General

- Conocer la relación de la lesión crónica de ligamento cruzado anterior sobre las fuerzas de cadera ipsilateral.

Específicos

- Determinar los valores medios y si existe la diferencia significativa entre los valores isocinéticos de los diferentes grupos musculares en ambas caderas.
- Saber el grado de asociación de los valores de fuerzas entre la cadera de la extremidad afectada y la cadera contralateral, en los siguientes grupos musculares; flexores, extensores, abductores y aductores.
- Conocer la relación porcentual de las fuerzas del grupo extensor, flexor, abductor y aductor entre la cadera del miembro afectado y la extremidad sana (cadera y torque de rodilla).
- Determinar si existe diferencia significativa en los valores medidos entre los grupos estratificados de acuerdo a su nivel de actividad física.
- Conocer si existe diferencia significativa en los valores entre los grupos divididos de acuerdo a la lesión en el lado dominante y no dominante.
- Conocer si existe diferencia significativa en los valores entre los grupos divididos de acuerdo a su tiempo de lesión.

5. Hipótesis

Hipótesis Alternativa

La afección de las estructuras musculares y sus repercusiones biomecánicas en la lesión crónica de LCA se relaciona con una disminución significativa de los valores isocinéticos en la musculatura flexora y aductora de la cadera ipsilateral, debida a la cantidad de músculos biarticulares presentes en dichos grupos. Dicha disminución deberá ser mayor al 10% con relación a la cadera contralateral.

Hipótesis Nula

La lesión crónica de LCA no afecta los valores de los parámetros isocinéticos en la cadera ipsilateral, encontrando una diferencia menor al 10% entre los valores medidos, al comparar ambas caderas.

6. Metodología

Se realizó un estudio de tipo clínico, observacional, descriptivo y transversal.

6.1 Pacientes

Se incluyeron sujetos que cumplieron con los siguientes criterios: pacientes con lesión de LCA unilateral (ruptura total), diagnosticada mediante imagen por resonancia magnética, tiempo de lesión mayor a 3 meses, masculinos y femeninos, con edad comprendida entre 18 y 50 años, considerados aptos para la realización de ejercicios isocinéticos, ausencia de padecimientos crónico degenerativos y patología articular, muscular, ligamentaria y tendinosa de caderas o rodilla contralateral, no sometidos a programa previo de rehabilitación. Los pacientes fueron referidos por los servicios de consulta externa de Artroscopia, Medicina del Deporte y Reacondicionamiento Físico General del Instituto Nacional de Rehabilitación.

6.2 Evaluación

6.2.1. Selección y Evaluación Clínica del Paciente

Una vez seleccionada la población se informó al paciente sobre el propósito y las características de la prueba para solicitar su consentimiento. Acto seguido se sometieron a una valoración clínica, con el fin de disminuir la posibilidad de incidentes y accidentes, aumentar la seguridad de la prueba y buscar criterios que excluyeran al sujeto.

La valoración clínica incluyó una serie de preguntas sobre sus antecedentes patológicos (predominantemente cardiovasculares o metabólicos), sintomatología cardiovascular o endocrinológica, toma de signos vitales, y en forma específica, se buscaron datos de procesos infecciosos (agudos o crónicos) y de padecimientos osteomioarticulares que afectarían a las caderas o rodilla contralateral.

6.2.2. Protocolo previo a la Evaluación Isocinética

Cada paciente fue trasladado al área de evaluación isocinética, donde se le solicitó que realizara cinco minutos de calentamiento en bicicleta estacionaria y posteriormente una serie de ejercicios de estiramiento para grupos musculares de rodilla y cadera, con una duración de 7 min.

6.2.3. Protocolo de colocación y características del equipo

Cada sujeto realizó una prueba de medición de fuerza (dinamometría electrónica) desarrollando movimientos de flexión-extensión de rodillas y caderas, además de abducción-aducción en el caso de las caderas.

Las pruebas se realizaron en un sistema isocinético, Cybex Norm, versión 2.06, E.U.A. en modo concéntrico. El cual consta de un dinamómetro, un goniómetro, un selector de velocidad (taquímetro), un dispositivo de registro de datos (estos últimos incluidos en un sistema computarizado) y una silla multifuncional (con capacidad de aislar grupos musculares).

El modo de silla se utilizó para la evaluación de rodilla y el de mesa para la de cadera.

Para cada articulación los procedimientos de evaluación cumplieron con los siguientes criterios de reproducibilidad: determinación del eje de movimiento, posicionamiento del sujeto, posición de la articulación proximal, colocación de accesorios y cintas de estabilización, y la realización de la prueba en modo concéntrico. Los sujetos fueron evaluados bajo condiciones de seguridad con las siguientes evaluaciones clínicas entre las pruebas: respuesta vascular periférica, presencia de dolor articular y posibilidad de detener la evaluación cuando el paciente presentara cualquier dato de alarma.

6.2.4. Evaluación de Rodilla

La dinamometría de rodilla se realizó en la silla del sistema isocinético donde se colocó al sujeto con las caderas y las rodillas a 90° de flexión. La pelvis y el tronco fueron estabilizados por las cintas. La extremidad a evaluar se fijó a la palanca del dinamómetro (en extensión), dos a tres centímetros por arriba del maleolo lateral, y el muslo a la silla, dos a tres centímetros por arriba del borde superior de la patela. Se posicionó al paciente en la parte más posterior de la silla. La altura del dinamómetro y la longitud de su palanca se determinaron en base al eje de rotación del dinamómetro y una línea que pasa a través de los cóndilos femorales, concordante con el eje de flexo-extensión de la rodilla. La prueba inició con la extensión de rodilla a 90° de flexión.

6.2.5. Evaluación de Cadera

Para la dinamometría flexión-extensión de caderas, el sujeto fue colocado en decúbito supino sobre el modo de mesa de la silla multifuncional, ésta se situó en forma perpendicular y frente al dinamómetro. El eje del dinamómetro se alineó con el eje de flexo-extensión de la cadera. El tronco y la extremidad fueron estabilizadas mediante las cintas; la fijación de la extremidad evaluada a la palanca del dinamómetro se realizó a dos o tres centímetros por arriba del borde superior de la patela, una vez que está determinada la altura del dinamómetro y la longitud de su palanca en base a los ejes antes comentados. La evaluación inició con el movimiento de flexión estando la cadera en extensión.

Para el examen de abducción-aducción se posicionó al sujeto en decúbito lateral sobre la mesa, situada de la misma forma que para la evaluación de flexo-extensión, especificando que el dorso del paciente fue colocado perpendicular al eje del dinamómetro. El eje del dinamómetro se alineó con el eje de abducción-aducción de la cadera.

Se estabilizaron el tronco y la extremidad no evaluada (flexionada), mientras la fijación de la extremidad a la palanca del dinamómetro se realizó en la parte lateral del muslo, tres centímetros por arriba del cóndilo lateral, determinando antes la altura y la longitud de la palanca del dinamómetro. La evaluación inició con la abducción del miembro a partir de la cadera en aducción.

Después del posicionamiento del paciente se determinaron los rangos de movimiento y se establecieron los topes de seguridad para cada articulación. Para cada ejercicio de evaluación se aplicó una medida compensatoria para contrarrestar el efecto de la gravedad, un factor de error en las mediciones.

6.2.6. Protocolo de Evaluación Isocinético.

Las pruebas se iniciaron con las articulaciones del lado afectado. La prueba para cada articulación consistió en cinco ejercicios concéntricos a 30°/seg. 60°/seg. y 90°/seg. El brazo de palanca del dinamómetro electrónico se predeterminó a rangos de 0° a 90° para extensión/flexión de rodilla, de 0° a 120° para extensión/flexión de cadera y de -30° a 45° para aducción/abducción de la misma. En total se realizaron 9 series de cinco ejercicios para cada extremidad, cada serie correspondió a una velocidad predeterminada, tres para flexión/extensión de rodilla, tres para extensión/flexión de cadera y tres para abducción/aducción de cadera. Entre cada serie hubo un descanso de 20 seg. Al finalizar las series para cada articulación hubo un descanso de cinco min. Durante la prueba los sujetos fueron alentados verbalmente. Al final de la evaluación los sujetos realizaron enfriamiento en bicicleta fija durante 5 min. y posteriormente una sesión de estiramientos de 5 min.

6.3. Recolección de Datos

El método de recolección de datos fue de observación participante y directa. Los resultados de las pruebas realizadas se registraron en una hoja de cálculo del programa Microsoft Excel. Se registraron los diferentes parámetros evaluados (pico de torque, trabajo total, y potencia) para cada uno de los ejercicios (flexión-extensión, abducción-aducción) en cada articulación (rodillas y caderas) a una velocidad de evaluación de 60°/seg., cada registro se hizo de forma comparativa entre articulaciones.

6.4. Análisis de los datos

Para el análisis de la información se utilizó el paquete estadístico SPSS v. 13.0. Con el objeto de comprobar normalidad en la distribución de los datos se utilizó una prueba de Kolmogorov-Smirnov. Se utilizó una prueba t de student (pareada y sin parear) para determinar diferencias significativas entre los parámetros isocinéticos de ambas caderas, seguido de una prueba de correlación de Pearson para establecer el nivel de asociación entre los valores.

Se realizó análisis de varianza (ANOVA) para identificar diferencias entre la dominancia y el lado lesionado, entre los grupos estratificados de acuerdo a su

nivel de actividad física (deportista, recreativo ó sedentario) y finalmente entre el tiempo de lesión.

Para dicho análisis se dividieron a los pacientes en un grupo con lesión en el lado dominante y otro con lesión en la extremidad no dominante.

Se consideró al grupo Sedentario como aquellas personas con ausencia de actividad física permanente, Recreativos como personas con actividad física poco frecuente y desorganizada, con pobre competitividad y un objetivo de convivencia. El grupo de Deportistas incluye a los individuos que realizan ejercicio de forma organizada, planificada y reglamentada con fines de alta competitividad.³⁹

De acuerdo a las características de la muestra se dividió en un grupo con un tiempo de lesión de 3 meses a un año y otro mayor a un año.

Se calculó la relación porcentual entre los valores medios de los grupos musculares de cadera ipsilateral a la lesión con LCA con respecto a la cadera del lado sano y el pico extensor de la rodilla ipsilateral, según el método utilizado por Alexander y Maupas.^{35, 40} Éste considera el valor de pico de torque, trabajo total y potencia del lado dominante como el 100% y al contralateral como el referente.

6.5. Estudio Piloto

Con el propósito de determinar un tamaño de muestra confiable se corrió un estudio piloto en el que se reclutaron a 13 pacientes con lesión de LCA unilateral. De la metodología propuesta por Machin⁴¹ y Zar⁴² se encontró que con 51 pacientes se alcanza una potencia del 80 % con una prueba t de student, considerando un nivel de significancia alfa de 0.05 y una desviación estándar de 3.9 Nm.

7. Resultados

7.1 Características de la muestra.

La muestra la integraron 42 hombres y 9 mujeres. La edad promedio fue de 32.5 ± 8.26 años, 76.7 ± 11.05 Kg. y la talla promedio fue de 1.69 ± 0.07 m.

Se observó dominancia derecha en 49 sujetos y únicamente dos de ellos presentaron dominancia izquierda. En 28 pacientes (51.9%) la lateralidad afectada por lesión de LCA fue la izquierda y en 23 sujetos (45.1%) la derecha. Treinta y ocho casos (74%) se asociaron a un mecanismo de lesión dentro de actividad deportiva y en 13 pacientes (26%) la lesión no estuvo relacionada con dicha actividad.

En la muestra, 12 sujetos (23.52%) fueron clasificados como deportistas (6 fútbol soccer, 3 fútbol americano, 2 tae kwon do, 1 basquetbol), 26 (50.9%) de práctica deportiva por recreación y los restantes 13 (25.49%) sedentarios.

7.2. Resultados de la evaluación isocinética

Al comparar los valores de pico de torque, trabajo total y potencia, entre los grupos musculares de la cadera ipsilateral con lesión de LCA y la cadera de la extremidad sana, se encontró diferencia significativa ($p \leq 0.05$) en todos los casos, excepto para el trabajo total de la musculatura aductora ($p = 0.494$). Ver Tabla 1.

Tabla1: Valores medios de grupos musculares de caderas

	Parámetro evaluado	Valores medios para cadera de extremidad sana (DS)	Valores medios para cadera ipsilateral a lesión LCA (DS)	Valor P
<i>Extensores</i>	Pico de torque (Nm)	173.98±55.04	156.17±52.14	0.002
	Trabajo total (J)	203.62±73.12	186.64±74.07	0.035
	Potencia (W)	109.27±35.32	96.87±35.17	0.003
<i>Flexores</i>	Pico de torque (Nm)	105.41±26.47	92.72±21.73	0
	Trabajo total (J)	109.00±31.26	93.72±23.72	0
	Potencia (W)	56.74±18.08	47.79±13.04	0
<i>Abductores</i>	Pico de torque (Nm)	104.92±31.07	98.78±27.10	0.025
	Trabajo total (J)	88.09±25.49	86.27±23.28	0.494
	Potencia (W)	56.04±16.99	52.43±15.21	0.032
<i>Aductores</i>	Pico de torque (Nm)	102.74±39.23	88.58±39.23	0
	Trabajo total (J)	103.94±45.83	86.74±40.76	0.001
	Potencia (W)	63.73±26.10	55.61±25.57	0.007

Abreviaturas: DS, desviación estándar; Nm, Newton-metro; J, Joule; W, Watt.

Los resultados de las pruebas de correlación que se realizaron entre grupos musculares de la cadera sana y la ipsilateral a lesión de LCA fueron los siguientes: el pico de torque flexor de la cadera presentó una correlación $r = 0.880$ ($p = .000$), mientras que la potencia flexora y el pico de torque, potencia y el trabajo total extensor presentaron correlaciones menores de $r = 0.490$ ($p = 0.001$), $r = 0.379$ ($p = 0.006$), $r = 0.459$ ($p = 0.001$), respectivamente.

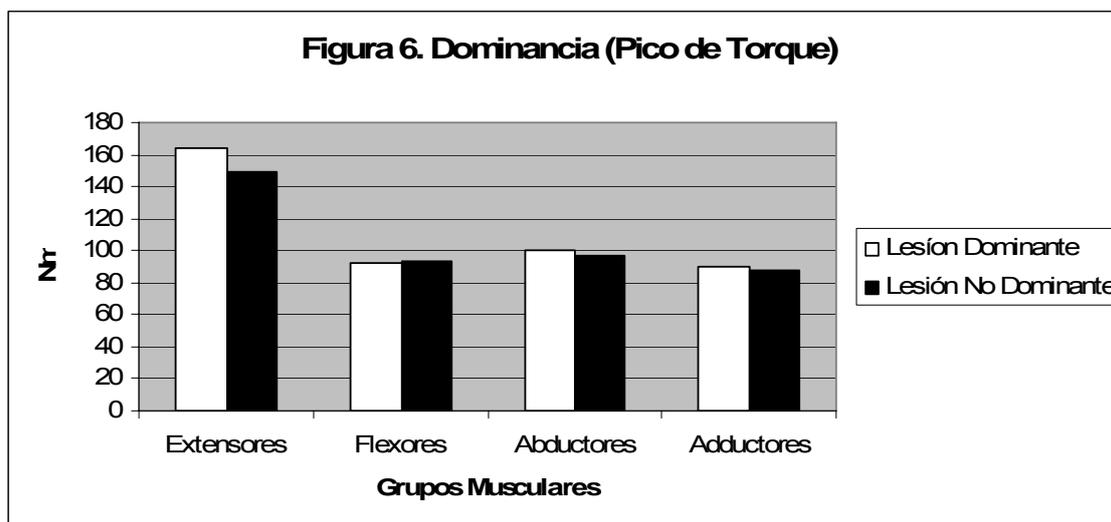
Los resultados de la relación porcentual entre los grupos musculares de la cadera ipsilateral a LLCA con respecto a la cadera de la extremidad sana para los parámetros medidos se muestran en la Tabla 2.

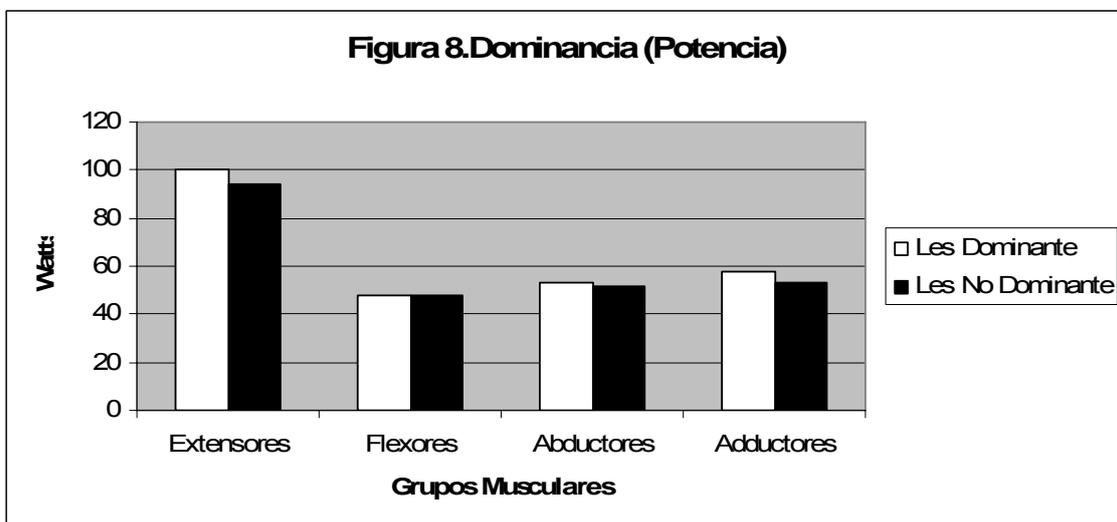
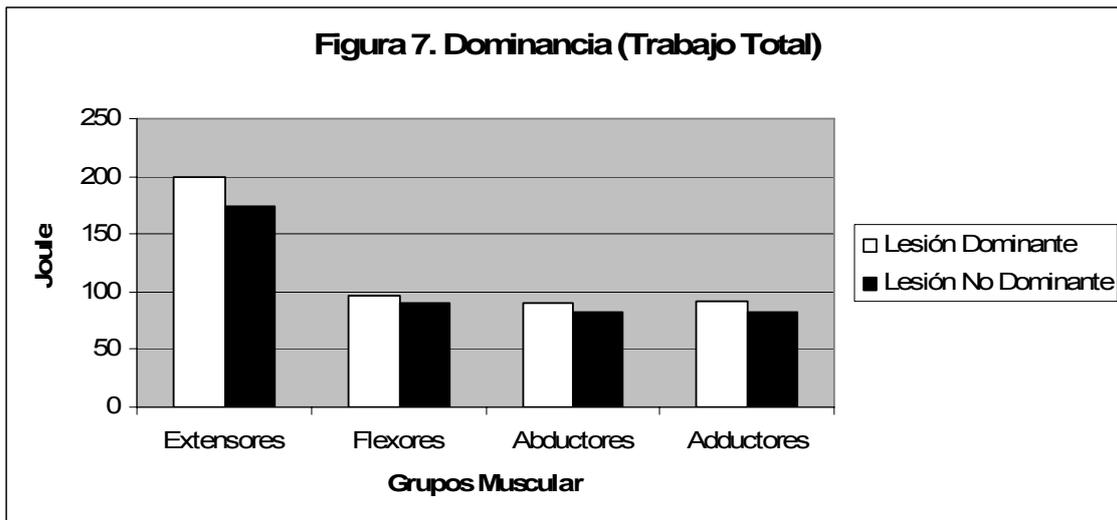
Tabla 2: Relaciones porcentuales entre valores en cadera de extremidad sana y la cadera del lado afectado por la lesión de LCA.

Parametro evaluado		Valores medios para cadera de extremidad sana (DS)	Valores medios para cadera ipsilateral a lesión LCA (DS)	Relación porcentual entre cadera de extremidad sana y el lado afectado (DS)
<i>Extensores</i>	Pico de torque (Nm)	173.98±55.04	156.17±52.14	92.23±23.7
	Trabajo total (J)	203.62±73.12	186.64±74.07	95.21±30.23
	Potencia (W)	109.27±35.32	96.87±35.17	92.01±28.58
<i>Flexores</i>	Pico de torque (Nm)	105.41±26.47	92.72±21.73	88.56±7.68
	Trabajo total (J)	109.00±31.26	93.72±23.72	87.41±11.78
	Potencia (W)	56.74±18.08	47.79±13.04	86.92±18.49
<i>Abductores</i>	Pico de torque (Nm)	104.92±31.07	98.78±27.10	96.43±18.69
	Trabajo total (J)	88.09±25.49	86.27±23.28	100.2±21.28
	Potencia (W)	56.04±16.99	52.43±15.21	95.41±19.23
<i>Adductores</i>	Pico de torque (Nm)	102.74±39.23	88.58±39.23	86.62±24.96
	Trabajo total (J)	103.94±45.83	86.74±40.76	86.45±28.34
	Potencia (W)	63.73±26.10	55.61±25.57	87.25±19.89

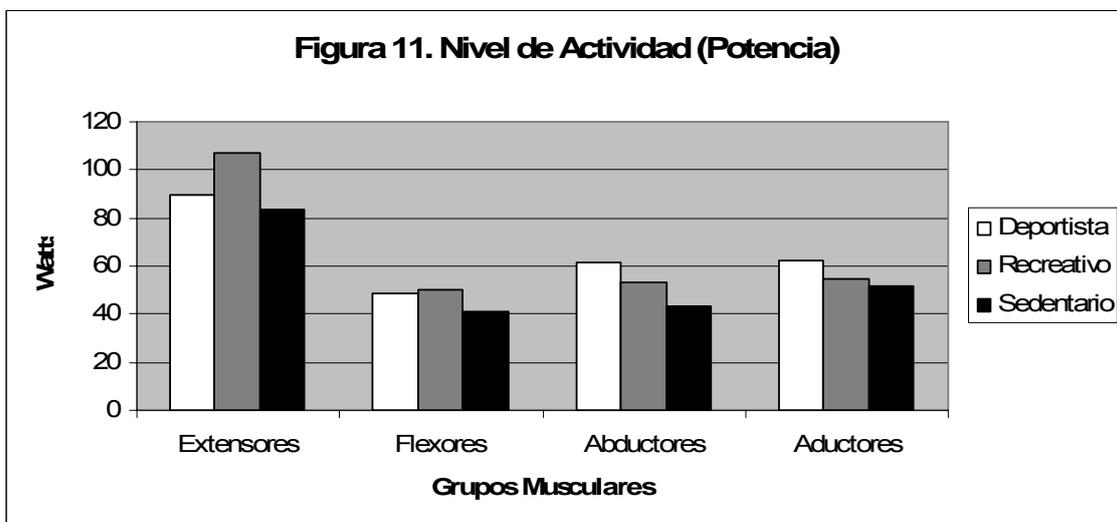
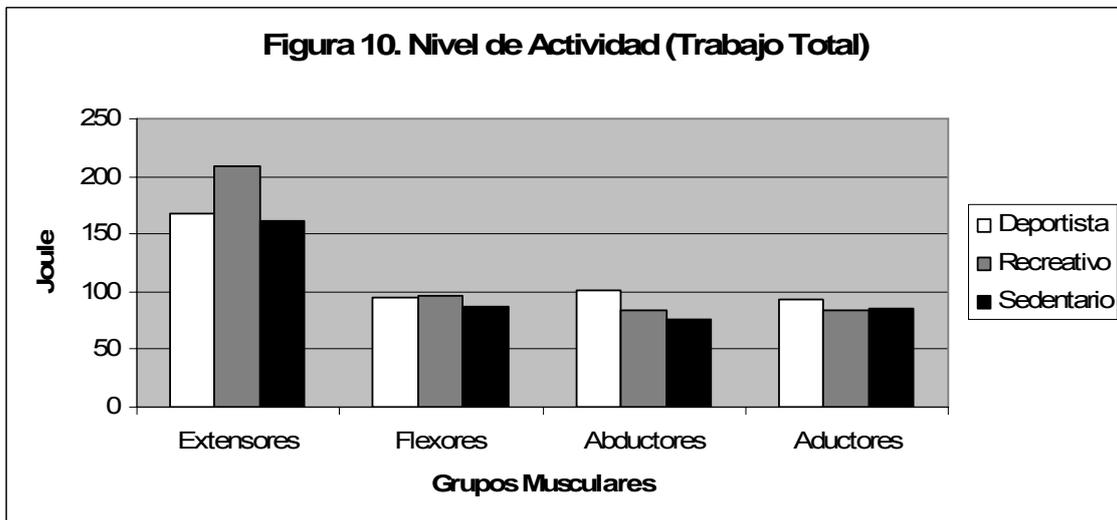
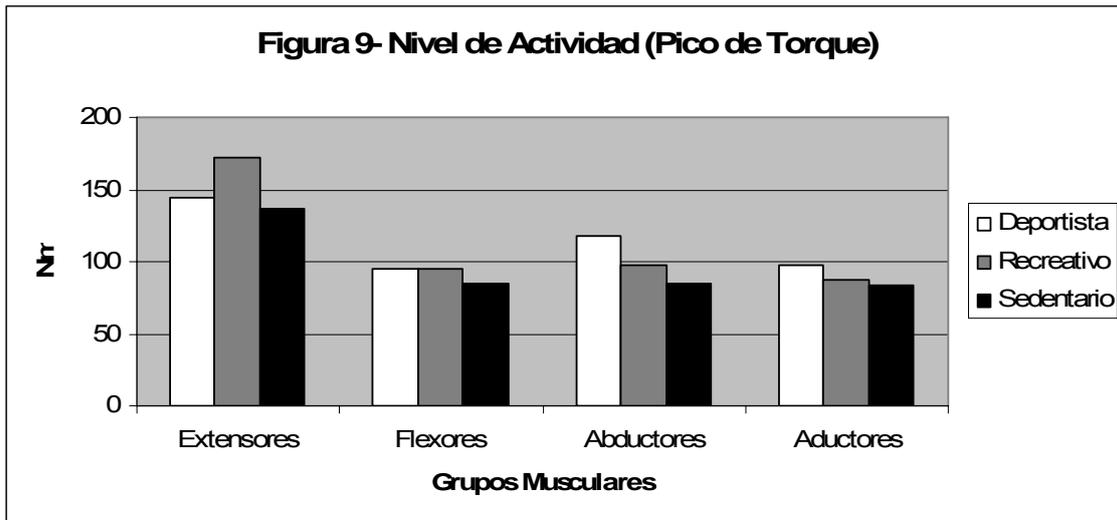
Abreviaturas: DS, desviación estándar; Nm, Newton-metro; J, Joule; W, Watt.

Con el propósito de identificar diferencias bilaterales asociadas a la dominancia y lateralidad de la lesión, la muestra se dividió en dos grupos: LLCA en extremidad dominante (25 sujetos) y LLCA en extremidad no dominante (26 sujetos). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) entre ambos grupos (Figuras 6-8).





Posteriormente se realizó una estratificación con base en los niveles de actividad física (sedentarios, recreativos y deportistas). En las figuras 9-11 se grafican los valores medios de cada parámetro para cada categoría de actividad física. De todos los parámetros isocinéticos medidos, únicamente se encontraron diferencias significativas entre los grupos en abductores de cadera de la extremidad lesionada en el pico de torque ($p=0.005$), la potencia ($p=0.012$) y el trabajo total ($p=0.010$) y pico de torque abductor de la extremidad sana ($p=0.014$). Un análisis post hoc determinó que existen diferencias entre el grupo de deportistas y el de sedentarios en el pico de torque, trabajo total y potencia del grupo abductor ($p=0.006$), ($p=0.017$) y ($p=0.008$), respectivamente, al igual que entre los deportistas con los recreativos, donde las diferencias solo correspondieron al pico de torque ($p=0.017$) y el trabajo total ($p=0.007$), todos correspondientes a la extremidad con la lesión de LCA. En el caso de la extremidad sana se encontró diferencias del pico de torque abductor entre el grupo de deportistas y los sedentarios ($p=0.12$) y entre los primeros y los recreativos ($p=0.034$). No se encontró diferencia alguna entre el grupo de pacientes recreativos y el de sedentarios.



Los resultados de la relación porcentual de los valores medios de pico de torque, trabajo total y potencia entre los grupos musculares de cadera en la extremidad sana y los de cadera ipsilateral a la lesión de LCA, de acuerdo a su nivel de actividad física, se muestran en las tablas 3-5.

Tabla 3.- Relación porcentual del pico de torque entre cadera del miembro afectado y el lado sano, estratificados de acuerdo a su actividad física.

Extensores		Media	DS	Pérdida Porcentual
	Deportistas	88.08	22.51	11.92
	Recreativos	93.32	17.56	6.68
	Sedentarios	93.52	33.9	6.48
Flexores				
	Deportistas	89.67	2.39	10.33
	Recreativos	91.34	4.76	8.66
	Sedentarios	82	11.24	18
Abductores				
	Deportistas	100.22	14.36	
	Recreativos	97.41	19.66	2.59
	Sedentarios	90.51	18.89	9.49
Aductores				
	Deportistas	87.06	12.9	12.94
	Recreativos	85.97	17.84	14.03
	Sedentarios	87.66	33.93	12.34

Abreviaturas: DS, desviación estándar

La tabla 4 muestra la relación porcentual entre los grupos musculares de cadera evaluados (valores medios) y el pico de torque de rodilla ipsilateral.

Tabla 4.- Relación porcentual de valores de pico de torque entre grupos musculares de cadera y pico de torque extensor de rodilla (ambas extremidades).

Lado Sano			Lado Lesionado		
Grupo Muscular de Cadera	Porcentaje	DS	Grupo Muscular de Cadera	Porcentaje	DS
Extensores	117.56	34.58	Extensores	151.51	72.31
Flexores	71.46	16.56	Flexores	90	36.23
Abductores	70.18	15.89	Abductores	94.71	37.83
Aductores	67.59	19.65	Aductores	81.52	35.99

Abreviaturas: DS, desviación estándar

De acuerdo al tiempo de lesión y debido a las características de la población se dividió en pacientes lesionados de 3 meses aun año (34) y más de un año (17), encontrando que no existe diferencia estadísticamente significativa entre los parámetros medidos ($p=0.142$).

8. Discusión

Las evaluaciones isocinéticas son de gran utilidad para el diseño de los programas de rehabilitación y para valorar el resultado de algunas técnicas quirúrgicas. Sin embargo la evaluación isocinética de caderas es escasa, posiblemente a causa de la complejidad y tiempo que ésta requiere, además de la poca disponibilidad de los sistemas de evaluación y de personal especializado.

Los resultados del análisis isocinético realizado en los grupos musculares de cadera ipsilateral a la lesión crónica del LCA muestran valores significativamente menores en comparación a los valores de la cadera contralateral, excepto en el trabajo total de los abductores, lo cual refleja la afección muscular de dicha lesión sobre las fuerzas de otra articulación en la misma cadena cinética, en este caso la cadera. Dichos hallazgos concuerdan parcialmente con lo planteado por Nicholas, quien propuso que los músculos flexores y abductores serían los únicos afectados en caso de alguna patología de rodilla.⁴³

Sin embargo y a pesar de la diferencia estadística de los valores entre las caderas, el resultado de la relación porcentual entre los parámetros medidos, método para determinar las diferencias en la fuerza de rodillas a través del examen isocinético,^{35, 40} demostró que los grupos musculares; flexor y aductor ipsilateral a la rodilla lesionada presentó valores de pérdida porcentual significativa, entre 12% y 14%, con respecto al contralateral, corroborando la hipótesis planteada. Para el grupo extensor la relación porcentual entre los valores de ambas caderas fue de 92%-95%, con disminución promedio del 5-8% correspondiente a la cadera ipsilateral a la lesión de LCA. Finalmente el grupo abductor presentó una disminución menor al 5% de los valores en comparación con los valores de la cadera contralateral. Estos dos últimos grupos musculares no presentan una pérdida porcentual significativa (<10%).

Los posibles mecanismos que se asocian a la afección de la lesión crónica de LCA sobre la fuerza de grupos musculares en cadera incluyen la participación activa de la musculatura de rodilla en la complicada fisiología articular de cadera, donde los músculos biarticulares cumplen con acciones tanto de agonismo como antagonismo, además los músculos de una articulación dotada de tres sentidos movimientos no poseen acciones idénticas, sea cual fuere la posición de la articulación; las acciones musculares secundarias pueden cambiar e incluso se invierten (ejemplo más típico es la inversión del componente de flexión de los aductores), afectando la musculatura ya mencionada.

Recordemos que los músculos biarticulares extensores de rodilla participan activamente durante la flexión de la cadera; como el recto femoral, tensor de la fascia lata, el sartorio y el gracilis como secundario, los flexores de rodilla en la extensión de la cadera con la activación de los isquiotibiales, la aducción de la cadera dada en cierta medida por el gracilis (aductor secundario) y los isquiotibiales, y en la abducción con la participación del tensor de la fascia lata.

Además los movimientos articulares comunes de la cadera implican la combinación de varios de los mecanismos antes mencionados.³³

De esta forma, durante la marcha, en la fase de extensión se ve realizada por la contracción de los isquiotibiales y no precisamente por el glúteo mayor, el cual se activa durante la carrera o el salto. En la fase de oscilación el recto femoral es el responsable de la flexión.

Así los resultados asocian a los grupos musculares de cadera con mayor participación de músculos biarticulares y la disminución de los valores, además de la pérdida porcentual. En especial la relación con la musculatura del muslo anterior (musculatura extensora de rodilla como la más afectada por la lesión del LCA)¹⁰, la cual se relacionó con la disminución entre el 10% y 15% de los parámetros de fuerza en el análisis de la relación porcentual. Mientras el grupo extensor y abductor mantienen el menor número de participación de músculos biarticulares y por tanto la menor afección por la lesión de LCA. Particularmente el grupo abductor que no mostró diferencia significativa estadística o porcentual.

Los datos obtenidos resultan ser inferenciales para la población con lesión crónica de LCA en esta institución. Para poder extrapolar los datos al total de la población con lesión de LCA debe considerarse continuar con la muestra.

La comparación de valores entre el grupo de sujetos lesionados en su extremidad dominante y el grupo con lesión en el miembro no dominante mostró que los valores del primer grupo son más grandes en la extremidad dominante, a pesar de ser la lesionada; mientras que para el grupo de lesionados en la extremidad no dominante los valores más altos correspondieron a la extremidad sana. Sin embargo al no encontrar diferencias significativas entre los valores de los sujetos de ambos grupos, supone decir que una extremidad dominante lesionada impactará las fuerzas de forma similar a una extremidad no dominante, lo cual concuerda con los resultados de Calmels y Maupas al concluir que no hay diferencias significativa entre extremidades inferiores a pesar de su dominancia.^{37, 40}

Los resultados de la comparación entre los grupos estratificados, de acuerdo a su nivel de actividad, muestran que solo existen diferencias significativas en los valores de pico de torque, trabajo total y potencia de abductores de cadera en la extremidad lesionada y en la potencia de abductores en la extremidad sana, cuando se comparó el grupo de deportistas con el de sedentarios. Entre el grupo de deportistas y el de recreativos solo difirieron significativamente los valores de pico de torque y trabajo total en abductores de cadera en la extremidad lesionada y no se encontraron diferencias significativas entre los grupos de sujetos recreativos y sedentarios. Mientras la relación porcentual de los valores medios entre cada grupo muscular de cadera mostró que los grupos más afectados son el flexor y el aductor, guardando la misma relación con los resultados generales, el grupo seguido en afección fue el extensor y los abductores no mostraron repercusión porcentual. Sin embargo los grupos musculares evaluados en el caso de los deportistas muestran la mayor pérdida porcentual.

La relación de la pérdida porcentual y la disminución significativa en los grupos musculares flexor y abductor en los grupos estratificados por su actividad física se puede asociar, de igual manera que los resultados generales, a la participación del número de músculos biarticulares presentes en dichos grupos. Siendo el grupo abductor el menos afectado entre los grupos de comparación (deportistas, recreativos y sedentarios).

Los resultados de pérdida porcentual mayor en el grupo de deportistas en comparación con el resto de los grupos, hace pensar que dicha pérdida es relativa a las adaptaciones musculares (hipertrofia), y que lo planteado por Thomson³² sobre el nivel elevado de fuerza muscular antes de la lesión de LCA limita la hipotrofia, no es concuerda con este trabajo. Sin embargo el tiempo el tiempo de lesión (del la lesión al diagnóstico) podría ser un factor de importancia para dichos resultados.

En cuanto a la relación porcentual encontrada entre el valor de pico de torque de los grupos musculares flexor y extensor de cadera con respecto al pico de torque extensor de rodilla, difiere de forma significativa con Nicholas³⁶ y Alexander³⁵, los cuales proponen un porcentaje de 68% y 75%, el primero y de 59% y 74% el segundo, mientras aquí se propone 71% y 117% para el grupo sano, en cuanto al grupo lesionado de 90% y 151%.

Para el grupo abductor y aductor no encontramos referencias de relaciones porcentuales por lo que proponemos las siguientes, abductores 70% y aductores 68%.

Sin embargo el número de muestra es apenas la mitad del utilizado por los autores antes mencionados por lo que se considerará el incremento de la misma.

Finalmente al comparar los grupos divididos por el tiempo de lesión, el punto de cohorte (de 3 meses a un año y más de un año), limita valorar objetivamente los efectos a corto plazo del tiempo sobre las fuerzas evaluadas en este estudio. Dicho objetivo podría cumplirse al poder captar pacientes con lesión de LCA en las primeras semanas o meses.

Los desbalances musculares entre las extremidades ocasionados por lesiones en alguna parte de la cadena cinética, como la lesión de LCA, pueden ser un factor que predispone lesiones secundarias, dolor lumbar, enfermedad degenerativa articular o alteraciones de la marcha,^{38, 44} por lo que deben ser un parámetro cuantificable e imprescindible de evaluación para el diseño de un programa integral de rehabilitación dirigido a el total de la cadena cinética afectada, la utilización de sistemas de evaluación como la electromiografía y el análisis de la marcha, además de la valoración isocinética, pueden complementar las pruebas para conocer específicamente los músculos afectados e identificar su repercusión biomecánica durante las funciones más comunes o el impacto directo sobre las patologías ya mencionadas.⁴⁵ Es importante continuar los trabajos en este campo, con el propósito de establecer parámetros de referencia para el diseño de programas integrales de rehabilitación (prequirúrgicos y posquirúrgicos) objetivos y seguros.

8. Discusión

Las evaluaciones isocinéticas son de gran utilidad para el diseño de los programas de rehabilitación y para valorar el resultado de algunas técnicas quirúrgicas. Sin embargo la evaluación isocinética de caderas es escasa, posiblemente a causa de la complejidad y tiempo que ésta requiere, además de la poca disponibilidad de los sistemas de evaluación y de personal especializado.

Los resultados del análisis isocinético realizado en los grupos musculares de cadera ipsilateral a la lesión crónica del LCA muestran valores significativamente menores en comparación a los valores de la cadera contralateral, excepto en el trabajo total de los abductores, lo cual refleja la afección muscular de dicha lesión sobre las fuerzas de otra articulación en la misma cadena cinética, en este caso la cadera. Dichos hallazgos concuerdan parcialmente con lo planteado por Nicholas, quien propuso que los músculos flexores y abductores serían los únicos afectados en caso de alguna patología de rodilla.⁴³

Sin embargo y a pesar de la diferencia estadística de los valores entre las caderas, el resultado de la relación porcentual entre los parámetros medidos, método para determinar las diferencias en la fuerza de rodillas a través del examen isocinético,^{35, 40} demostró que los grupos musculares; flexor y aductor ipsilateral a la rodilla lesionada presentó valores de pérdida porcentual significativa, entre 12% y 14%, con respecto al contralateral, corroborando la hipótesis planteada. Para el grupo extensor la relación porcentual entre los valores de ambas caderas fue de 92%-95%, con disminución promedio del 5-8% correspondiente a la cadera ipsilateral a la lesión de LCA. Finalmente el grupo abductor presentó una disminución menor al 5% de los valores en comparación con los valores de la cadera contralateral. Estos dos últimos grupos musculares no presentan una pérdida porcentual significativa (<10%).

Los posibles mecanismos que se asocian a la afección de la lesión crónica de LCA sobre la fuerza de grupos musculares en cadera incluyen la participación activa de la musculatura de rodilla en la complicada fisiología articular de cadera, donde los músculos biarticulares cumplen con acciones tanto de agonismo como antagonismo, además los músculos de una articulación dotada de tres sentidos movimientos no poseen acciones idénticas, sea cual fuere la posición de la articulación; las acciones musculares secundarias pueden cambiar e incluso se invierten (ejemplo más típico es la inversión del componente de flexión de los aductores), afectando la musculatura ya mencionada.

Recordemos que los músculos biarticulares extensores de rodilla participan activamente durante la flexión de la cadera; como el recto femoral, tensor de la fascia lata, el sartorio y el gracilis como secundario, los flexores de rodilla en la extensión de la cadera con la activación de los isquiotibiales, la aducción de la cadera dada en cierta medida por el gracilis (aductor secundario) y los isquiotibiales, y en la abducción con la participación del tensor de la fascia lata.

Además los movimientos articulares comunes de la cadera implican la combinación de varios de los mecanismos antes mencionados.³³

De esta forma, durante la marcha, en la fase de extensión se ve realizada por la contracción de los isquiotibiales y no precisamente por el glúteo mayor, el cual se activa durante la carrera o el salto. En la fase de oscilación el recto femoral es el responsable de la flexión.

Así los resultados asocian a los grupos musculares de cadera con mayor participación de músculos biarticulares y la disminución de los valores, además de la pérdida porcentual. En especial la relación con la musculatura del muslo anterior (musculatura extensora de rodilla como la más afectada por la lesión del LCA)¹⁰, la cual se relacionó con la disminución entre el 10% y 15% de los parámetros de fuerza en el análisis de la relación porcentual. Mientras el grupo extensor y abductor mantienen el menor número de participación de músculos biarticulares y por tanto la menor afección por la lesión de LCA. Particularmente el grupo abductor que no mostró diferencia significativa estadística o porcentual.

Los datos obtenidos resultan ser inferenciales para la población con lesión crónica de LCA en esta institución. Para poder extrapolar los datos al total de la población con lesión de LCA debe considerarse continuar con la muestra.

La comparación de valores entre el grupo de sujetos lesionados en su extremidad dominante y el grupo con lesión en el miembro no dominante mostró que los valores del primer grupo son más grandes en la extremidad dominante, a pesar de ser la lesionada; mientras que para el grupo de lesionados en la extremidad no dominante los valores más altos correspondieron a la extremidad sana. Sin embargo al no encontrar diferencias significativas entre los valores de los sujetos de ambos grupos, supone decir que una extremidad dominante lesionada impactará las fuerzas de forma similar a una extremidad no dominante, lo cual concuerda con los resultados de Calmels y Maupas al concluir que no hay diferencias significativa entre extremidades inferiores a pesar de su dominancia.^{37,}

40

Los resultados de la comparación entre los grupos estratificados, de acuerdo a su nivel de actividad, muestran que solo existen diferencias significativas en los valores de pico de torque, trabajo total y potencia de abductores de cadera en la extremidad lesionada y en la potencia de abductores en la extremidad sana, cuando se comparó el grupo de deportistas con el de sedentarios. Entre el grupo de deportistas y el de recreativos solo difirieron significativamente los valores de pico de torque y trabajo total en abductores de cadera en la extremidad lesionada y no se encontraron diferencias significativas entre los grupos de sujetos recreativos y sedentarios. Mientras la relación porcentual de los valores medios entre cada grupo muscular de cadera mostró que los grupos más afectados son el flexor y al aductor, guardando la misma relación con los resultados generales, el grupo seguido en afección fue el extensor y los abductores no mostraron repercusión porcentual. Sin embargo los grupos musculares evaluados en el caso de los deportistas muestran la mayor pérdida porcentual.

La relación de la pérdida porcentual y la disminución significativa en los grupos musculares flexor y abductor en los grupos estratificados por su actividad física se puede asociar, de igual manera que los resultados generales, a la participación del número de músculos biarticulares presentes en dichos grupos. Siendo el grupo abductor el menos afectado entre los grupos de comparación (deportistas, recreativos y sedentarios).

Los resultados de pérdida porcentual mayor en el grupo de deportistas en comparación con el resto de los grupos, hace pensar que dicha pérdida es relativa a las adaptaciones musculares (hipertrofia), y que lo planteado por Thomson³² sobre el nivel elevado de fuerza muscular antes de la lesión de LCA limita la hipotrofia, no es concuerda con este trabajo. Sin embargo el tiempo de lesión (del la lesión al diagnóstico) podría ser un factor de importancia para dichos resultados.

En cuanto a la relación porcentual encontrada entre el valor de pico de torque de los grupos musculares flexor y extensor de cadera con respecto al pico de torque extensor de rodilla, difiere de forma significativa con Nicholas³⁶ y Alexander³⁵, los cuales proponen un porcentaje de 68% y 75%, el primero y de 59% y 74% el segundo, mientras aquí se propone 71% y 117% para el grupo sano, en cuanto al grupo lesionado de 90% y 151%.

Para el grupo abductor y aductor no encontramos referencias de relaciones porcentuales por lo que proponemos las siguientes, abductores 70% y aductores 68%.

Sin embargo el número de muestra es apenas la mitad del utilizado por los autores antes mencionados por lo que se considerará el incremento de la misma.

Finalmente al comparar los grupos divididos por el tiempo de lesión, el punto de cohorte (de 3 meses a un año y más de un año), limita valorar objetivamente los efectos a corto plazo del tiempo sobre las fuerzas evaluadas en este estudio. Dicho objetivo podría cumplirse al poder captar pacientes con lesión de LCA en las primeras semanas o meses.

Los desbalances musculares entre las extremidades ocasionados por lesiones en alguna parte de la cadena cinética, como la lesión de LCA, pueden ser un factor que predispone lesiones secundarias, dolor lumbar, enfermedad degenerativa articular o alteraciones de la marcha,^{38, 44} por lo que deben ser un parámetro cuantificable e imprescindible de evaluación para el diseño de un programa integral de rehabilitación dirigido a el total de la cadena cinética afectada, la utilización de sistemas de evaluación como la electromiografía y el análisis de la marcha, además de la valoración isocinética, pueden complementar las pruebas para conocer específicamente los músculos afectados e identificar su repercusión biomecánica durante las funciones más comunes o el impacto directo sobre las patologías ya mencionadas.⁴⁵ Es importante continuar los trabajos en este campo, con el propósito de establecer parámetros de referencia para el diseño de

programas integrales de rehabilitación (prequirúrgicos y posquirúrgicos) objetivos y seguros.

9. Conclusiones

La falta de evaluaciones objetivas sobre la musculatura de cadera ipsilateral a la lesión de LCA subestima la afección de ésta sobre la fuerza de la cadera ipsilateral y dificulta la adecuada realización de los programas de rehabilitación.

En este trabajo se demostró que la lesión crónica de LCA causa una disminución estadísticamente significativa de los valores de pico de torque, trabajo total y potencia de los grupos musculares flexor, extensor, aductor y abductor de cadera ipsilateral a la lesión, excepto en el trabajo total de los abductores, evaluados mediante dinamometría electrónica (sistema isocinético).

El cálculo de la relación porcentual entre los valores de ambas caderas, tomando como referente (100%) al lado sano, señaló a los grupos flexor y aductor como los más afectados. Encontrando una relación de la lesión crónica de LCA con la disminución de los parámetros medidos para la musculatura flexora y aductora de cadera ipsilateral del 12% y 14%, respectivamente, en comparación con la musculatura contralateral.

Se destaca que no existen diferencias significativas entre los valores de una extremidad lesionada en su lado dominante y aquellos de la extremidad no dominante lesionada. Se encontró que los sujetos caracterizados como deportistas presentan valores significativamente más altos solo en el grupo abductor en relación con los grupos sedentarios y recreativos. Sin embargo en la pérdida porcentual este grupo mantiene la mayor pérdida en los grupos flexor, aductor y extensor. Finalmente consideramos que el tiempo prolongado entre la lesión y el diagnóstico limita la valoración objetiva del tiempo de lesión sobre la pérdida de fuerza.

Las valoraciones isocinéticas de cadera para la búsqueda de desbalances musculares en patología articular, ligamentaria o musculotendinosa de la misma o de otras articulaciones en la misma cadena cinética, debe ser una herramienta fundamental para la realización de mejores programas de rehabilitación.

En este caso el desbalance muscular de cadera asociado a la lesión de LCA presupone un impacto en la aparición, desarrollo y progresión de desniveles pélvicos, lumbalgia o enfermedad articular degenerativa.

Referencias:

1. Albright JC, JE. Graf, BK. Knee and Leg: Soft tissue trauma. Orthopaedic Knowledge Update. 1999:533-559.
2. Seitz HS, I. Müller, E. Anterior instability of the knee despite and intensive rehabilitation program. Clin Orth Relat Res. 1996;328:159-164.
3. Mackenzie R, Palmer CR, Lomas DJ, Dixon AK. Magnetic resonance imaging of the knee: diagnostic performance studies. Clin Radiol. 1996;51(4):251-257.
4. O'Connor FS, RE. Wilder, RP. Pierre, PST. Sports Medicine. U.S.A. 2005.
5. Torry M DM. Mechanism of compensating for anterior cruciate ligament deficiency during gait Med and Science in Sports and Excercise. 2004;36 (8):1403-1412.
6. Checa A AF, Pereda O. Lesión de ligamento cruzado anterior y condromalacia rotulofemoral. Rev Cubana Ortop Traumatol. 1995;9.
7. Goldblatt JP FS, Balck E. . Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Meta-analysis of patelar tendon versus hamstring tendon autograft. Arthroscopy. 2005;21(7):791-803.
8. Insall J. Cirugía de Rodilla. Panamericana. 1991.
9. Apell HL. Muscular atrophy following immobilization. A review. Sports Med. 1990;10:42-58.
10. Williams GB, P. Altered Quadriceps Control in People with Anterior Cruciate Ligament Deficiency. Med Sci Sports Exerc. 2004;36:1089-1907.
11. Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. Phys Ther. 1967;47(2):114-117.
12. Thistle HG, Hislop HJ, Moffroid M, Lowman EW. Isokinetic contraction: a new concept of resistive exercise. Arch Phys Med Rehabil. 1967;48(6):279-282.
13. R. W. Bowers ELF. Fisiología del Deporte. E.E.U.U.: Panamericama. 1998.
14. Rothstein JM, Lamb RL, Mayhew TP. Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues. Phys Ther. 1987;67(12):1840-1844.
15. Svetlize HD. [Muscular isokinetic dynamometry]. Medicina (B Aires). 1991;51(1):45-52.
16. Mawdsley RH, Knapik JJ. Comparison of isokinetic measurements with test repetitions. Phys Ther. 1982;62(2):169-172.
17. Baltzopoulos VB, DA. Isokinetic Dynamometry. Applications and limitations. Sports Med. 1989;8:110-116.
18. Davies G. A compedium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques. Wisconsin, U.S.A.: S&S Publishers. 1992.
19. Gleim G. Isokinetic evaluation following leg injuries. Phys and Spts Med. 1978;6:74-82.
20. Fraire OS. Evaluación Isocinética de la Fuerza, 4th International Team Physician (post-curso) Ponencia. Evaluación Isocinética de la Fuerza, 4th International Team Physician (post-curso). Monterey, México., 2003
21. Ikeda H, Kurosawa H, Kim SG. Quadriceps torque curve pattern in patients with anterior cruciate ligament injury. Int Orthop. 2002;26(6):374-376.
22. Davies GR, D. . Double-blind research study correlating the Cybex graph (curve torque) shapes with pathologies. Sports Med. 1981.
23. Shirakura K, Kato K, Udagawa E. Characteristics of the isokinetic performance of patients with injured cruciate ligaments. Am J Sports Med. 1992;20(6):754-760.
24. Kannus P. Relationship between peak torque and total work in a isokinetic contraction of the medial Collateral ligament insufficient knee. Int J Spts Med. 1988;9:294-296.
25. Jan MH, Lai JS, Tsauo JY, Lien IN. Isokinetic study of muscle strength in osteoarthritic knees of females. J Formos Med Assoc. 1990;89(10):873-879.
26. Hsieh LG, CS. Liou, HJ. Isokinetic and isometric testing of knee musculature in young female patients with patellofemoral pain syndrome. J Formos Med Assoc. 1992;91:199-205.
27. Osternig LR. Isokinetic dynamometry; Implications for muscle testing and rehabilitation. Exc Sp Scien. 1992;14:45-80.
28. Ikeda H. [Isokinetic torque of quadriceps in patients with untreated anterior cruciate ligament injury of the knee joint]. Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi. 1993;67(9):826-835.
29. Konishi Y, Fukubayashi T, Takeshita D. Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. Med Sci Sports Exerc. 2002;34(9):1414-1418.

30. Jiang CC, Hang YS. Effect of external load on isokinetic torque production by the knee in anterior cruciate ligament deficient patients. *J Formos Med Assoc.* 1992;91(11):1064-1067.
31. Higuchi H, Terauchi M, Kimura M, Shirakura K, Katayama M, Kobayashi F, et al. Characteristics of anterior tibial translation with active and isokinetic knee extension exercise before and after ACL reconstruction. *J Orthop Sci.* 2002;7(3):341-347.
32. Thomson LC, Handoll HH, Cunningham A, Shaw PC. Physiotherapist-led programmes and interventions for rehabilitation of anterior cruciate ligament, medial collateral ligament and meniscal injuries of the knee in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2002(2):CD001354.
33. Kapanji I. Cuadernos de fisiología articular. Barcelona: Masson. 1984.
34. Barney L. Biomecánica del Movimiento Humano. Cd. México: Trillas. 1991.
35. Alexander MJ. Peak torque values for antagonist muscle groups and concentric and eccentric contraction types for elite sprinters. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990;71(5):334-339.
36. Nicholas JJ, Robinson LR, Logan A, Robertson R. Isokinetic testing in young nonathletic able-bodied subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1989;70(3):210-213.
37. Calmels PN, M. Van der Borne, I. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Am J Phys Med Rehabil.* 1997;78:1224-1230.
38. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine.* 2004;29(6):E107-112.
39. Pérez FV SS, García CG. Variante de Test de clasificación de sedentarismo y su validación estudiada. *Rev Dep Cub.* 2004.
40. Maupas EPAD, N. Matinet, JM. Funcional asimetrías de los miembros inferiores. A comparison between clinical assessment of laterality isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. Elsevier Science 2002.
41. Machin D, Campbell, M., Fayers, P., Pinol, A. Sample size tables for clinical studies. Malden, MA: Blackwell Science. 1997.
42. Zar JH. Biostatistical analysis. Englewood Cliffs: Prentice-Hall. 1984.
43. Nicholas JA, Strizak AM, Veras G. A study of thigh muscle weakness in different pathological states of the lower extremity. *Am J Sports Med.* 1976;4(6):241-248.
44. Nunn KM, JL. Comparison of the methods of assessing strength imbalances at the knee. *J Orthop & Sport Phy Therapy.* 1988;10:134-137.
45. Hinson MR, J. Comparative electromyographic values of isometric, isotonic, and isokinetic contraction. *Research Quart.* 1973;44:71-78.